

Dual mode ophthalmic laser ablation

Publication number: CN1253487 (A)

Publication date: 2000-05-17

Inventor(s): HOHLA KRISTIAN [DE]

Applicant(s): CHIRON TECHNOLAS GMBH [DE]

Classification:


- **international:** **A61F9/007; A61F9/01; A61B17/30; A61B18/00; A61B18/20; A61B19/00; A61F9/007; A61B17/30; A61B18/00; A61B18/20; A61B19/00; (IPC1-7): A61F9/007**


- **European:** A61F9/01


Application number: CN19988004500 19980424


Priority number(s): US19970044908P 19970425


Also published as:

 CN1211055 (C)

 WO9848746 (A1)

 JP2001522279 (T)

 HK1026359 (A1)

 ES2251082 (T3)

more >>

Abstract not available for CN 1253487 (A)

Abstract of corresponding document: **WO 9848746 (A1)**

A dual mode excimer laser eye surgery system is provided. The eye is first treated for primary corneal defects using a large, fixed spot size, and remaining irregularities are removed using a small fixed spot size. The large size allows for faster treatment, and the small size provided for more precision in the treatment of irregular topographies. The system is preferably implemented in a distributed topography environment. For example, a treatment pattern using a large, fixed spot size is provided to doctors based on visual acuity data, such as the degree of dioptic correction needed. The effect of this treatment is then overlaid on a computer against the patient's actual eye topography. The small fixed spot size is used to remove any remaining irregularities yielding a preferred treatment pattern.; This combined treatment pattern is then distributed to an excimer laser eye surgery system that performs the large spot size ablation and then the small spot size ablation.

Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 98804500.1

[43]公开日 2000年5月17日

[11]公开号 CN 1253487A

[22]申请日 1998.4.24 [21]申请号 98804500.1

[30]优先权

[32]1997.4.25 [33]US [31]60/044,908

[86]国际申请 PCT/EP98/02428 1998.4.24

[87]国际公布 WO98/48746 英 1998.11.5

[85]进入国家阶段日期 1999.10.25

[71]申请人 泰思诺拉斯眼科系统公司

地址 联邦德国德纳基

[72]发明人 克里斯蒂安·霍拉

[74]专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事
务所

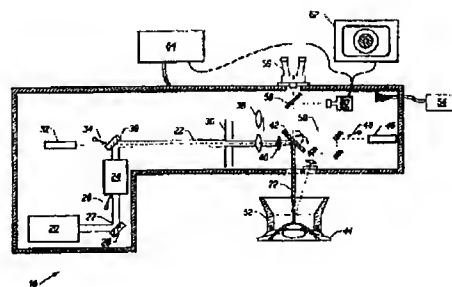
代理人 马 浩

权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图页数 5 页

[54]发明名称 双模式眼科激光切割术

[57]摘要

本发明提供了一种双模式准分子激光眼外科系统。首先利用大尺寸固定点处理眼睛的主要角膜缺陷,利用小尺寸固定点除去剩余不规则之处。大尺寸允许较快处理,而小尺寸用于更精细地处理不规则的外形。系统最好在分配外形环境中实施。例如,根据视敏度数据如所需要的屈光校正程度,把利用大尺寸固定点的处理图形提供给医生。然后把这一处理的结果再叠加在计算机中患者实际的眼睛图象上。利用小尺寸固定点除去任何剩余不规则之处,产生最佳处理图形。然后把这一联合处理图形分配给准分子眼外科系统,准分子眼外科系统进行大尺寸点切割,然后进行小尺寸点切割。



ISSN 1000-8427 4

权 利 要 求 书

1. 一种用于从角膜的一个区域除去组织来成形角膜的装置，所述角膜的一个区域将经切割成为希望的处理图形，该装置包括：

发射具有适当波长的激光束的激光器；

连接到所述激光器上的光学系统，该系统接收所述激光束，并把激光束成象在角膜上；

连接到所述光学系统上的双点光学装置，该装置用于限制所述光学系统，以便以第一大尺寸固定点在角膜上提供激光束和以第二小尺寸固定点在角膜上提供激光束，其中角膜上的第一大尺寸固定点是欲经切割的角膜区域的相对大的一部分，而角膜上的第二小尺寸固定点与大尺寸固定点相比较小；以及

用于控制光学系统和控制所述激光器发射激光束的控制器，所述光学系统把激光束以一系列大尺寸固定点和小尺寸固定点顺序照射成象。

2. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述双点光学装置包括双固定光阑。

3. 如权利要求 2 所述的装置，其中所述双固定光阑放置在激光束的光路中。

4. 如权利要求 2 所述的装置，其中所述双固定光阑在第一位置和第二位置之间滑动。

5. 如权利要求 2 所述的装置，其中所述双固定光阑具有第一开口和小于第一开口的第二开口。

6. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述双点光学装置包括放置在激光束光路中的双固定光阑，所述双固定光阑在第一位置和第二位置之间滑动，并具有第一开口和小于第一开口的第二开口，当所述双固定光阑在第一位置时，所述激光束通过第一开口，当所述双固定光阑在第二位置时，所述激光束通过第二开口。

7. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述双点光学装置包括可调

节的光阑。

8. 用于从眼睛上切除组织的方法，包括：

提供具有双点光学装置的激光眼外科系统；

利用在第一位置的双点光学装置对眼睛进行手术，进行第一通道处理，以便提供基本切割外形；

改变双点光学装置的位置至第二位置；以及

在第二通道处理中对眼睛进行手术，除去不规则之处。

9. 如权利要求 8 所述的方法，其中双点光学装置具有双光阑。

10. 如权利要求 9 所述的方法，其中所述双光阑包括具有两个孔的板，其中一个孔比另一个孔大。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中改变双点光学装置位置的步骤包括滑动所述板。

12. 如权利要求 10 或 11 所述的方法，包括经板上的两个孔之一通过激光束。

13. 一种利用激光系统处理眼睛的方法，所述激光系统包括发射具有适当波长的激光束的激光器和包括光学系统的激光系统，所述光学系统把激光束成象在角膜上，所述角膜有一区域欲经切割成为希望的处理图形，该方法包括如下步骤：

计算对应于初始处理图形的照射抖动图形；

控制激光系统，以便在角膜上提供大尺寸固定点的激光束；

控制激光系统，以对应于点抖动图形的一系列照射方式激发激光光束；

用大尺寸固定点激光束切割角膜，以便完成初始处理图形；

调整激光系统，以便在角膜上提供小尺寸固定点，其中小尺寸固定点激光束的直径小于大尺寸固定点激光束；以及

用小尺寸固定点激光束切割角膜，以便实现希望的处理图形。

14. 如权利要求 13 所述的方法，其中大尺寸固定点激光束的直径至少小于 2.0mm。

15. 如权利要求 13 或 14 所述的方法，其中小尺寸固定点激光束

的直径不大于 1.0mm。

16. 如权利要求 13 至 15 中任何一个所述的方法，进一步包括根据视敏度数据确定初始处理图形的步骤。

17. 如权利要求 13 至 16 中任何一个所述的方法，进一步包括把初始处理图形的结果叠加在患者实际眼睛外形上的步骤。

18. 如权利要求 13 所述的方法，进一步包括：

采用外形描绘系统，根据视敏度数据确定初始处理图形；

把初始处理图形的结果叠加在实际患者眼睛图象上；以及

把初始和希望的处理图形传输到激光系统中，激光系统与外形描绘系统的位置不同。

19. 一种用于处理眼睛的激光外科系统，包括：

提供对应于患者角膜外形的外形数据的外形描绘系统；

具有程序的计算机系统，该系统用于由外形数据形成初始切割照射图形；

用于把所述外形数据从所述外形描绘系统传输到所述计算机系统的所述外形描绘系统和所述计算机系统之间的第一数据链路；

激光眼外科装置，该装置用于以对应于初始切割照射图形的照射图形激发大尺寸固定点激光束；

所述计算机系统和所述激光眼外科装置之间的第二数据链路，该数据链路用于把初始切割照射图形从所述计算机传输至所述激光眼外科装置，其中所述激光眼外科装置与所述计算机系统位于附近不同的物理位置上；以及

用于以小尺寸固定点激光束激发激光眼外科装置的器件，以便实现希望的处理计划，小尺寸固定点激光束的直径小于大尺寸固定点激光束。

20. 如权利要求 19 所述的激光外科系统，其中用于以小尺寸固定点激光束激发激光眼外科装置的器件包括放置在激光束光路中的双固定光阑，双固定光阑在第一位置和第二位置之间滑动，并具有第一开口和小于第一开口的第二开口。

21. 如权利要求 19 或 20 所述激光外科系统, 其中用于以小尺寸
固定点激光束激发激光眼外科装置的器件包括用于选择激光束直径
的可调节光阑。²⁵

双模式眼科激光切割术

本发明涉及采用外科方法改变眼角膜曲率的装置和技术以及控制所述装置的方法，具体地说，涉及利用双固定尺寸点直接修正各种角膜缺陷的装置。

准分子激光眼外科系统通常用于校正视力。从眼镜到径向角膜切割术，眼外科如今已经发展到利用准分子激光器提供的冷光激光切割术实际改变眼表面的形状，所述准分子激光器通常是工作在大约 193nm 的氟化氩激光器。在 Gholam Peyman 于美国专利 4,840,175 中申请的激光原位屈光性角膜成形技术中，这些激光器甚至用于整形眼表面下的基质组织。

这些技术从未校正的眼外形开始，然后使用各种小或大的光束技术或者瞳孔技术切割眼睛，把表面重新修正成希望的校正外形。利用许多方法确定校正量，但对近视来说，例如给出眼睛的初始曲率和需要的屈光校正量，而必须从眼表面上每一点上去除的组织量的方程是公知的。这些方程可以在例如 PCT 专利申请序列号 PCT/EP93/02667 中找到。对于校正近视和散光所必须去除组织量的类似的方程也是公知的。

然而，在利用这些方程之前，必须确定眼睛的实际曲率。可以利用许多技术完成这一工作。通过眼睛检查可以确定患者的视敏度。例如可以利用描绘外形的系统确定眼睛表面的实际形状。这些描绘外形的系统或者是手控的或者是计算机化的，而且后者可以提供眼睛曲率的点点图示，例如以轴向曲率、瞬时或实际局部曲率或者绝对高度的形式。

通常，根据这些曲率和患者的视敏度，医生向准分子激光外科系统编程输入正或负屈光校正量（根据校正远视还是近视）和散光柱面角度，如果有的话，还输入散光所需的屈光校正量。然后准分

子激光系统中的软件本身计算适于达到目的的照射图形，并在患者的眼睛表面上实现该图形分布。

国际公开号为 WO97/46183 (国际申请号 PCT/EP97/02721) 的专利申请公开了控制准分子激光眼外科的分布式系统。该分布式系统包括有外形描绘系统、计算机系统和准分子激光眼外科系统，外形描绘系统向计算机系统提供剖面数据，计算机系统经过计算向准分子激光眼外科系统提供切割照射图形。计算机系统和准分子激光眼外科系统可以设置在远处。准分子激光眼外科系统可以从一个以上的计算机系统和一个以上的外形描绘系统接收数据，以便更好地利用资源。

目前已经开发了许多整形角膜的系统，利用许多技术，例如采用可变尺寸的圆形孔来校正近视，采用可变尺寸的环形孔来校正远视，采用可变尺寸的狭缝形状孔来校正散光。这些技术都是公知的屈光成像角膜切割术。人们已经认识到，例如利用这样的孔来校正近视，利用一系列逐渐变小的尺寸点的准分子激光照射能够切除角膜的一部分，从而有效地在角膜内形成“校正透镜”。

这些技术例如在美国专利 4,973,330 和 4,729,372 中有讨论，美国专利 4,973,330 的名称为“Surgical Apparatus for Modifying the Curvature of Eye Cornea (用于修正眼角膜曲率的外科装置)”，公开日为 1990 年 11 月 27 日；美国专利 4,729,372 的名称为“Apparatus for Performing Ophthalmic Laser Surgery (进行眼科激光手术的装置)”，公开日为 1988 年 3 月 8 日。激光眼外科领域的技术人员已经利用这些可变尺寸的孔深入研究了需要的照射图形，以便为不同程度的近视、远视和散光以及这些情况的结合提供适当的校正量。这些多孔系统倾向于复杂而且不灵活。需要许多孔径轮或罩，而且只提供对于圆对称近视和远视以及柱面对称散光的标准形式的校正。

在上面提到的美国专利 4,973,330 中示出了从眼睛上切除组织的装置。这一装置包括准分子激光器，它的激光束入射到角膜上，激

光束的轴与眼睛的光轴对准。而且，视场光阑限制激光束照射在角膜上的激光点的区域，而且根据欲切除的区域外形以瞬时可变的方式设置所述视场光阑的尺寸，以便使欲切除的区域的厚度是与眼睛光轴的距离的函数。

美国专利 4,973,330 中描述的系统允许以这一方式把角膜上的“激光能量分布”设置为与眼睛光轴的距离的函数，但是只有在能量分布（即激光束点的功率）均匀或至少轴对称的条件下才可实现。然而，尤其是准分子激光器通常不能满足这一条件。不对称的能量分布导致非轴对称的切除。而且，美国专利 4,973,330 中描述的系统只允许校正球形象差，不能校正散光。

基于同一基本原理的装置从美国专利 4,994,058 可以得知，该专利名称为“Surface Shaping Using Lasers（采用激光进行表面成形）”，公开日为 1991 年 2 月 19 日。这一装置利用“能毁坏的视场光阑罩”代替具有瞬时可变孔径的视场光阑。

通过切除组织成型角膜的另一类装置可以从各种 L'Esperance 专利中得知。这些专利包括美国专利 4,665,913；4,669,466；4,718,418；4,721,397；4,729,372；4,732,148；4,770,172；4,773,414；以及 4,798,204。在这种装置中，通过欲切除区域上方的二维扫描系统移动聚焦点小的激光束。以“扫描仪”方式工作的这一装置具有如下优点，即该装置能够在“欲切除区域上方”产生任何二维的照射能量分布。

国际公开号为 WO96/11655（国际申请号 PCT/EP95/04028）的专利申请公开了一种控制从眼睛上切除组织的装置的设备和方法，所述装置利用相当大的光束完成各种类型的校正，并采用振动或抖动以防止在组织切除过程中形成加强边缘。采用在欲切除区域上方扫描的大光束，通过重叠照射实现各种类型的校正，例如远视和散光校正。

使用红外荧光染色剂染色上皮，欲处理的区域的上皮被除去，同时通过上皮观察荧光图形。一旦激光照射之后某一区域不再发荧

光，则施加较小的照射，从剩余区域选择去除上皮。利用两个相交成一定角度的散光校正切割图形，形成能够校正远视、近视和散光的透镜。利用相当大的固定尺寸点重叠照射，提供低温度加热，无边缘处理图形，减少照射次数和简化装置。因此，这一参考文献描述了单一固定尺寸点系统，该系统利用大的固定点，以重叠方式校正视力。

随着各方面的发展，准分子激光眼外科系统采用不同的技术再成形眼表面。利用大尺寸点减少了处理时间，增加了每次照射切除的组织量，而小尺寸点提供精细清晰度校正。具有上述两个优点的技术和装置将大受欢迎。

本发明提供了双模式准分子激光眼外科系统。在这一系统中，首先利用大尺寸固定点处理眼睛的主要角膜缺陷，例如近视、远视和散光。然后，使用小尺寸固定点去除剩余不规则之处。大尺寸允许快速处理。小尺寸更精细地处理不规则的外形。

而且，这样的系统最好在分布式外形环境下实施。例如，根据视敏度数据，如需要的屈光校正程度，把采用大尺寸固定点的处理图形提供给医生。然后，把这一处理的结果重叠在计算机内患者实际的眼睛图象上。接下来，医生利用小尺寸固定点除去任何剩余不规则之处，产生最佳处理图形。然后把这一组合处理图形分配给准分子眼外科系统，该系统进行大尺寸点切除，然后进行小尺寸点切除。

图 1 是描述典型准分子激光眼外科系统的简图。

图 1A 描述根据本发明将代替图 1 准分子激光眼外科系统中的可变光阑的双固定光阑，其中大尺寸点光阑开口位于激光束的光路中。

图 1B 描述图 1A 中的双固定光阑，其中根据本发明小尺寸点光阑开口位于激光束的光路中。

图 2 是利用大尺寸固定点校正视力的第一通道的一部分的视图。

图 2A 是典型照射图形的视图。

图 3 是利用小尺寸固定点校正视力的第二通道的视图。

图 4 是描述准分子激光眼外科系统中多个组件的相互关系的方框图。

图 1 所示为典型的眼外科系统 10。准分子激光器 20 提供脉冲光束 22，该光束在光学装置 26 反射之后到达光束均匀器 24。激光器还提供快门 28，以便阻止脉冲光束 22 传输至光学均匀器 24。准分子激光器 20 是本领域公知的典型准分子激光器。它最好提供 193nm 波长的光束，最大脉冲能量为 400mJ/脉冲。准分子激光器 20 最好在处理位置提供 1W 的最大功率，脉冲频率为 10Hz，脉冲长度为 18ns。举例来说，来自激光器的光的波长最好小于 400nm，因为这样通过降低加热温度提供希望的切割操作。而且，可以提供其它脉冲能量，例如全程小于 200mJ/脉冲，典型重复速率为每秒 60 至 100 脉冲，典型脉冲长度为 10 至 30ns。

光束均匀器 24 最好包括标准均匀和聚焦硬件，该硬件可以基于光束光学混合和光束的旋转。然后，来自光束均匀器 24 的脉冲光束 22 从光学装置 30 反射，来自导向激光器 32 的红色导向激光束也通过光学装置 30。这一导向激光器 32 最好是功率小于 1mW 的 633nm 氦氖激光器。来自导向激光器 32 的红色导向光束也可以被快门 34 阻挡。调整导向激光器 32，以便它的光路与脉冲光束 22 一致。导向激光器 32 提供把光束 22 的中心定位在眼睛 44 的处理轴上的功能，并使光束聚焦在眼睛 44 上。而且，它可以为患者提供光学固定点，虽然为这一目的也可以提供不同的激光或光源。

然后，来自光学装置 30 的脉冲光束 22（如今也与来自导向激光器 32 的光束相互对准）通过可调整的光阑 36，该光阑允许在光束进入最后的光学装置之前调整光束大小。在光阑 36 后方，点模式透镜 38 当在位置上时使得光束 22 进一步会聚，允许医生在眼睛上进行某一缺陷点的切除来实现处理，而不是进行屈光手术。因此根据希望处理还是折射处理来使点模式透镜 38 移入或移出位置。

在点模式透镜 38 之后，聚焦透镜 40 把光束 22 传播到扫描镜 42 上，然后扫描镜 42 把光束 22 反射到患者眼睛 44 上。注意，光束 22 来自导向激光器 32 的部分用于调整眼睛 44 与整个眼外科系统 10 的距离和提供中心定位，如同下面将描述的那样。聚焦透镜 40 聚焦光束，以便当眼睛 44 位于最佳位置时，光束 22 适当聚焦在眼睛 44 上。

这样，这些不同透镜和反射镜组合形成光学系统，把准分子光束提供给角膜。光学系统在角膜上产生激光点，而且点的尺寸以及它的位置可以调整。很容易理解，在光学上可以使用许多不同的系统提供这样的光束。例如，可以使用透镜来调整点的尺寸而不使用孔径，而且代替扫描镜，患者或患者的眼睛 44 可以物理移动，以便在眼睛 44 的不同位置上进行照射。

系统中还提供了聚焦激光器 46，它的光束也可以被快门 48 遮拦。聚焦激光器 46 最好是绿氮氛激光器，光束波长为 535nm，功率小于 1mW。来自聚焦激光器 46 的光束通过光学装置 50，以一定角度入射在眼睛 44 上。眼睛 44 与眼外科系统 10 的距离可以调整，以便来自导向激光器 32 的光束和来自聚焦激光器 46 的光束入射在眼睛 44 的表面的同一点上。

系统还提供了任选的固定罩 52，该罩在本领域是公知的，用于在处理过程中稳定眼睛 44。它可以包括碎屑去除元件，而且通常通过真空吸附环或者通过箍圈附着在眼睛 44 上。清洁空气清洗装置 54 确保系统中的光学装置和光束没有任何悬浮碎屑。

系统提供的显微镜 56 用于使医生在切割眼睛 44 表面的过程中观察操作。显微镜 56 最好是 ZEISS OPMI“PLUS”，件号 303311910，放大倍率为 3.4，5.6 和 9 倍。视场照明由未示出的冷光源提供，该冷光源最好是 Schott KL1500 Electronic，ZEISS，件号 417075。该显微镜 56 通过扫描镜 42 聚焦，也通过分光镜 58 聚焦。分光镜还向红外视频单元 60 提供眼睛 44 的视图，红外视频单元 60 用于下面将讨论的上皮切割。红外视频单元 60 最好向捕获型视频屏 62 和控制

单元 64 提供图象输出。红外视频单元 60 最好对红外光和可见光都敏感。

控制单元 64 通常是与国际商用机器公司生产的 IBM PC 机兼容的高性能计算机，而且该控制单元最好控制眼外科系统 10 的所有组件，包括快门 28、34 和 48，光阑 36、点模式透镜 38 以及扫描镜 42。

参考图 1A 和 1B，图中示出了根据本发明用于实施双固定尺寸点准分子激光手术的典型双光阑。根据本发明，例如人们可以使用图 1A 和 1B 所示的双固定光阑代替可变光阑 36（图 1）。具体地说，双光阑板 1000 可向左边或右边滑动。它被放置在激光光束 22 的光路中（图 1），并且在它的两个位置之间移动，以便提供两个不同的光束点尺寸。在图 1A 中，光阑板 1000 在第一位置，其中大尺寸点光阑开口 1002 位于激光光束 22 的光路中。如图所示，这一大光阑开口 1002 通过第一尺寸的圆形光束 1004。

当希望使用第二较小尺寸点时，如图 1B 中所示，光阑板 1000 移到第二位置。在这一位置，较小的光阑开口 1010 通过较小的激光点 1012。同时，光束 22 的剩余部分被反射到激光收集器 1008 中。

可以看出，光阑开口 1002 和 1010 的实际点尺寸不必正好与照射在眼睛 44 上的点的尺寸一致。然而，可以理解这两个点的尺寸将在眼睛 44 上提供两个不同尺寸的光束照射。光阑开口 1002 的尺寸最好为在眼睛上形成直径近似为两毫米的点，而开口 1010 的尺寸适合形成直径为一毫米的点。可以使用其它尺寸，但最好第一尺寸足够大，以便相当快地完成基本切除图形，第二尺寸相对小，小到足以精细修正任何剩余缺陷。

参见图 2，图 2 示出了通过第一光阑开口 1002 在眼睛上形成 2 毫米的点时的 6 毫米处理区域上典型的第一路径。这只是示意性的，而且最好是采用如图 2A 所示的图形。对于其他图形和操作方法，参见国际公开号为 WO96/11655（国际申请号 PCT/EP95/04028）的专利申请，尤其是参见图 19-28 以及相关的描述。利用大的 2 毫米点完成基本外形切割。

然后参见图 3，假设在完成图 2 中的基本切割之后，剩余区域 1020 与希望的眼睛外形比较不规则。那么，利用开口 1010 形成较小点，产生多次照射 1022，平滑剩余的不规则之处。

本发明的双尺寸点系统最好与外形描绘系统结合使用。参考图 4。例如，外形描绘系统 T1 与其他视敏度技术结合使用，以便确定患者需要的校正类型和程度，例如近视、远视或散光。基本处理图形由计算机 C1 根据外形描绘系统 T1 提供的外形数据形成，并在准分子激光眼外科系统 E1 上实施。第二外形描绘系统 T2 和第三外形描绘系统 T3 分别与计算机系统 C2 相连，计算机系统 C2 与准分子激光眼外科系统 E2 相连，也与眼外科系统 E1 相连。计算机 C1 也与眼外科系统 E2 相连，所有这些组件一起构成外形分配、产生处理和准分子激光系统。参见国际公开号为 WO97/46183（国际申请号 PCT/EP97/02721）的专利申请关于分配准分子激光外科系统的更多信息。

然而，基本处理图形可能因为患者眼睛外形不规则而需要精细化。因此，医生可以把利用大尺寸点计算出的基本处理图形的结果与希望的外形比较。然后，模拟使用较小尺寸点，医生可以使用手工方法在处理图形中提供适当照射，以便修正如图 3 中的处理产生的剩余不规则之处。这一细致修正可以提供给计算机，辅助提示采用一系列较小照射点来照射到不规则区域上；或者使用光标、鼠标或其他指示装置，使医生能够在欲处理的区域上“画画”。然后计算机系统将利用由外形描绘系统 T1 确定的构形计算眼睛切割的理论结果，而且希望该结果在可接受的误差范围以内。如果不在可接受误差范围内，医生将利用较小尺寸点再进行精细化。

因此，利用根据本发明的技术，使用大的固定尺寸点对远视、近视或散光进行基本校正。然后，利用较小的固定尺寸点除去任何剩余不规则之处。而且，大尺寸点图形可以自动计算，小尺寸点由医生手工“图画”，或者可以在医生的监督下自动计算。

不难理解，可以使用许多的方法提供两个尺寸点。例如，不使

用滑动的双光阑，可以使用如同图 1 中的光阑 36 一样的可变光阑，但只是设计成仅设定两个不同尺寸。本领域的技术人员将理解形成两个分离的尺寸的各种技术。

最好大尺寸固定点使用大尺寸固定点扫描技术，小尺寸固定点使用小重叠照射。

前面公开和描述的本发明是说明和举例性的，可以在不脱离本发明的精神前提下、对所述系统的尺寸、形状、材料、组件、电路元件和光学组件以及具体结构和操作方法进行各种改变。

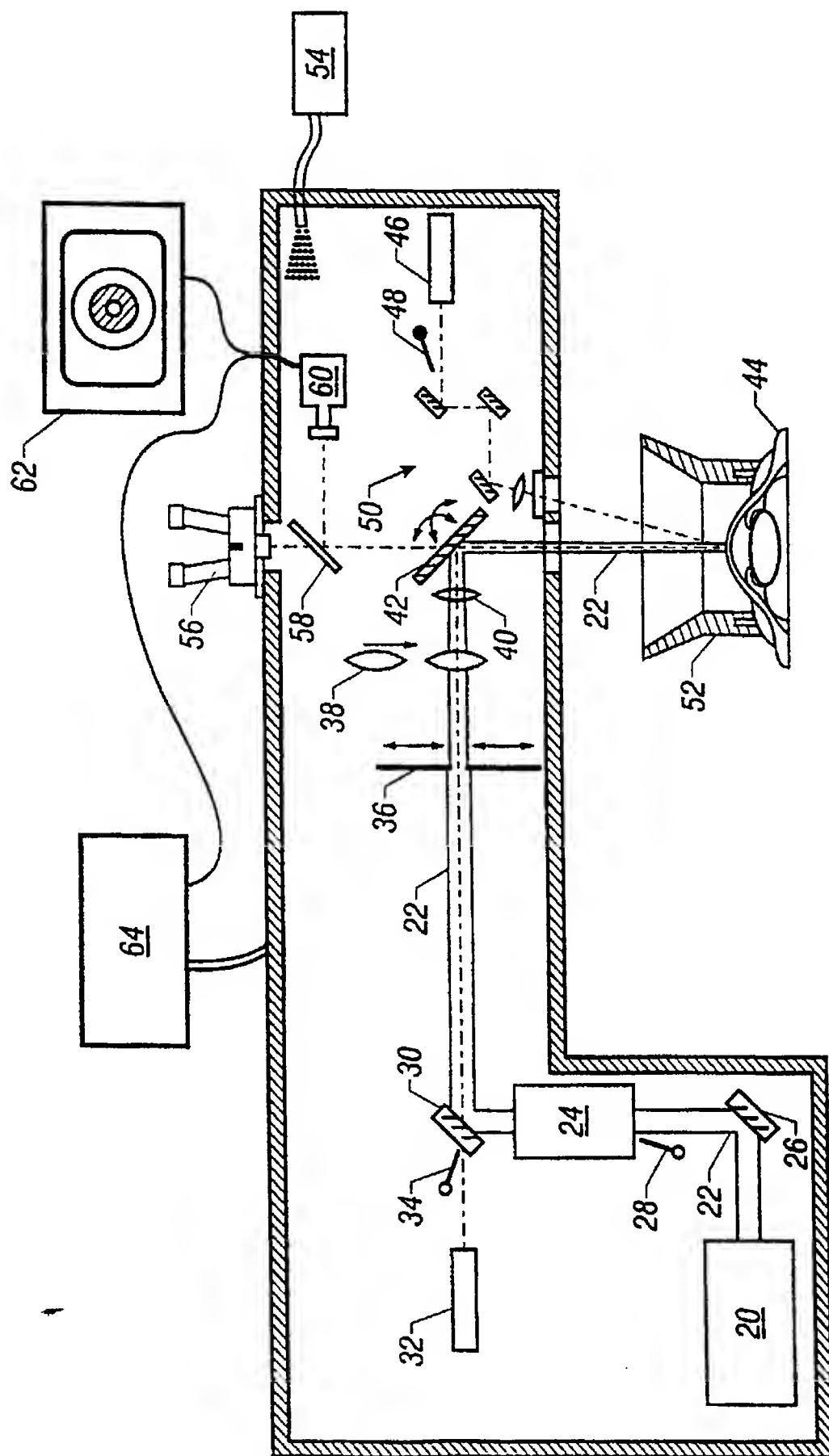


图1

.....

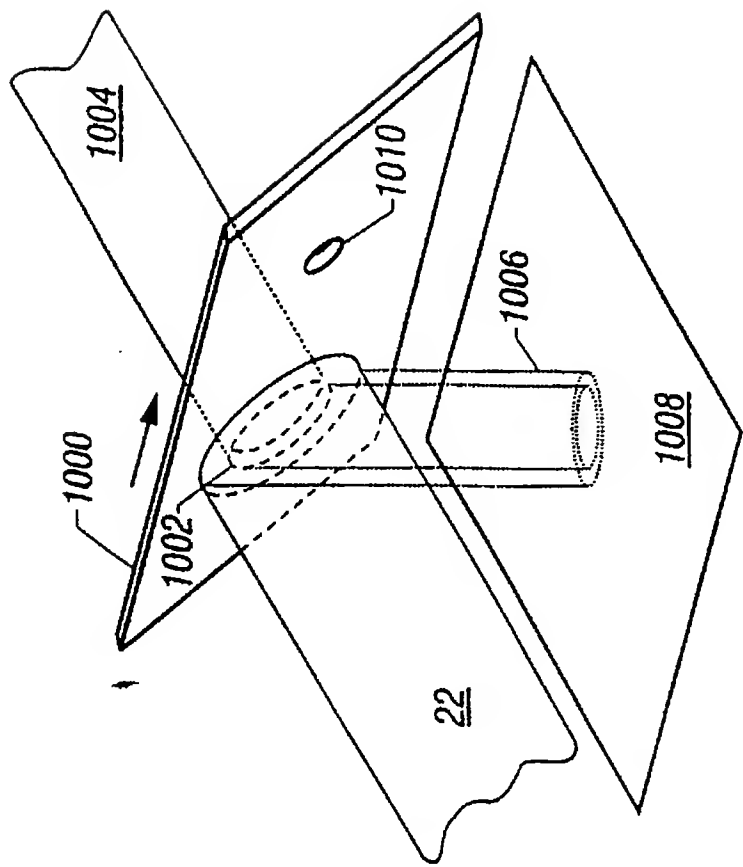


图1A

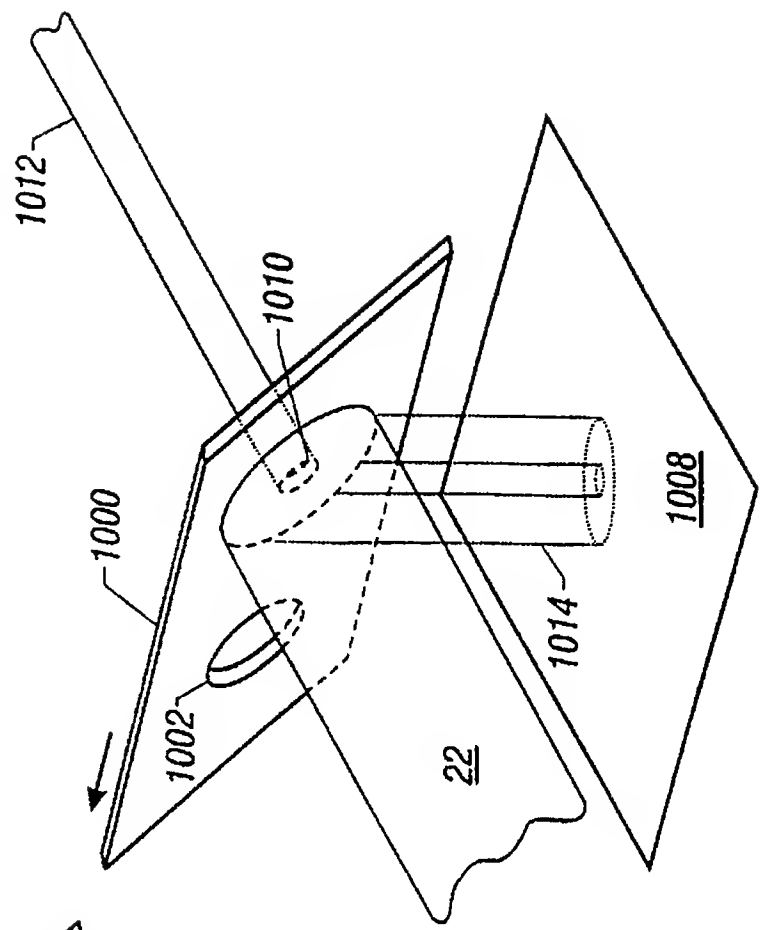


图1B

.....

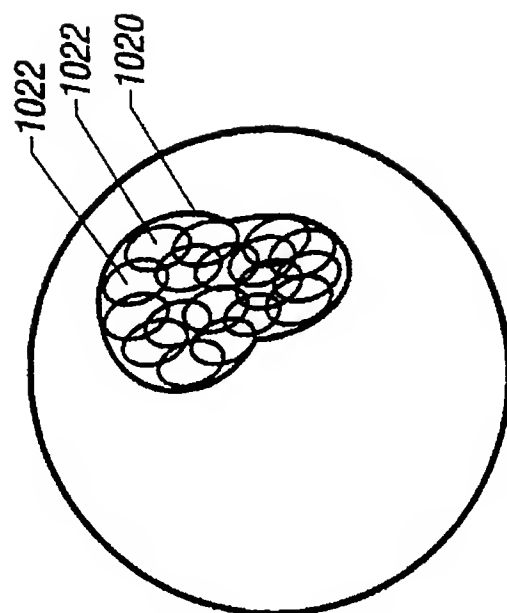


图3

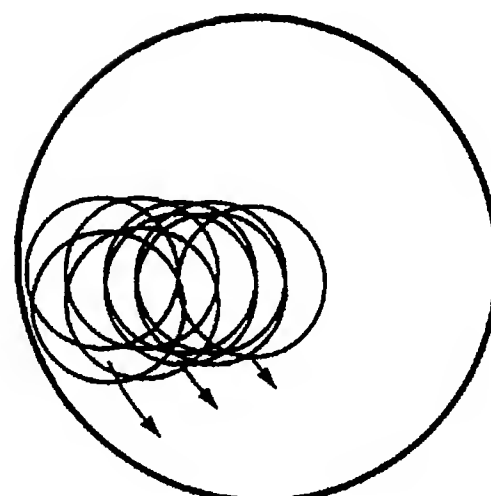


图2

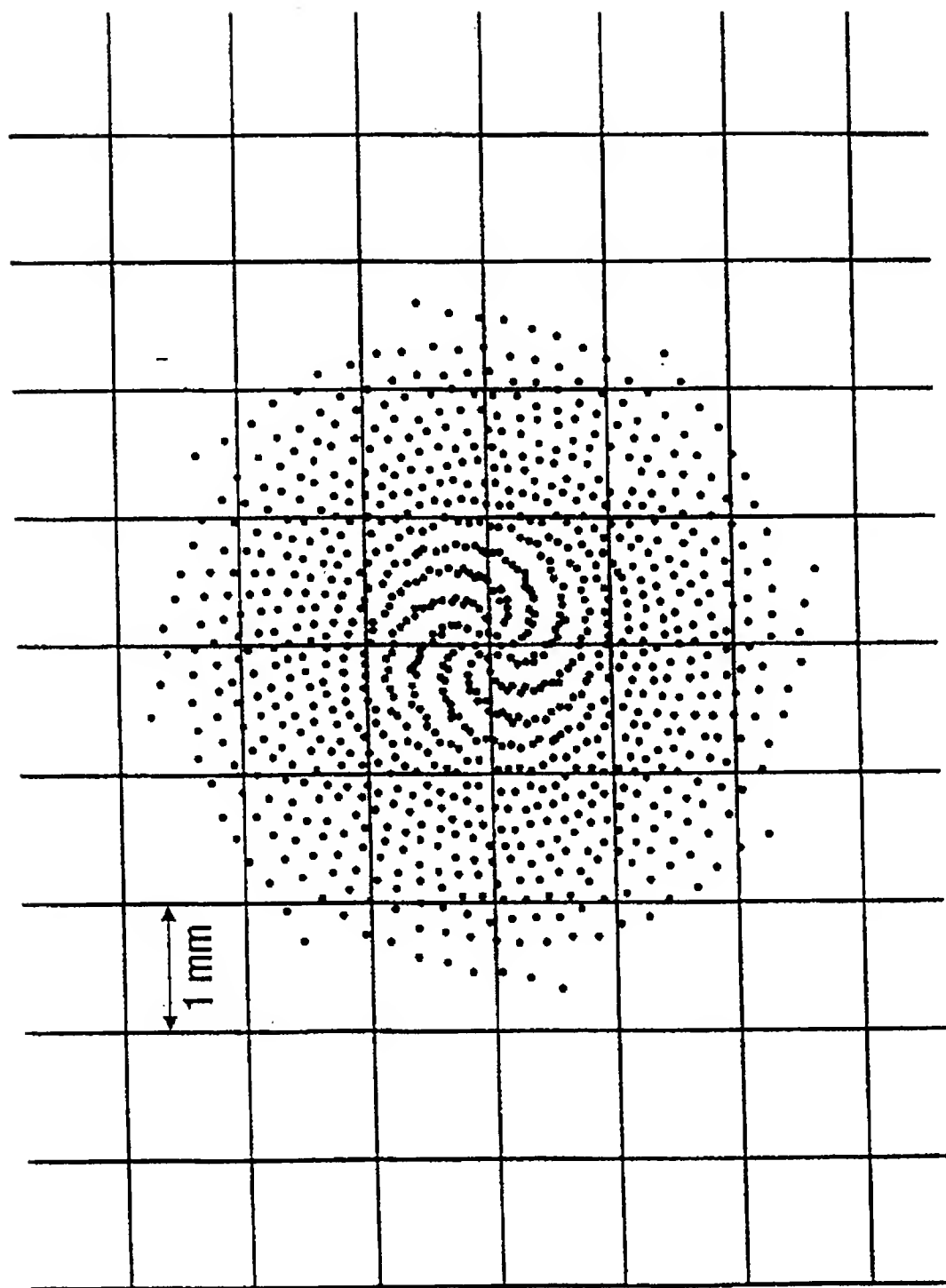


图 2A

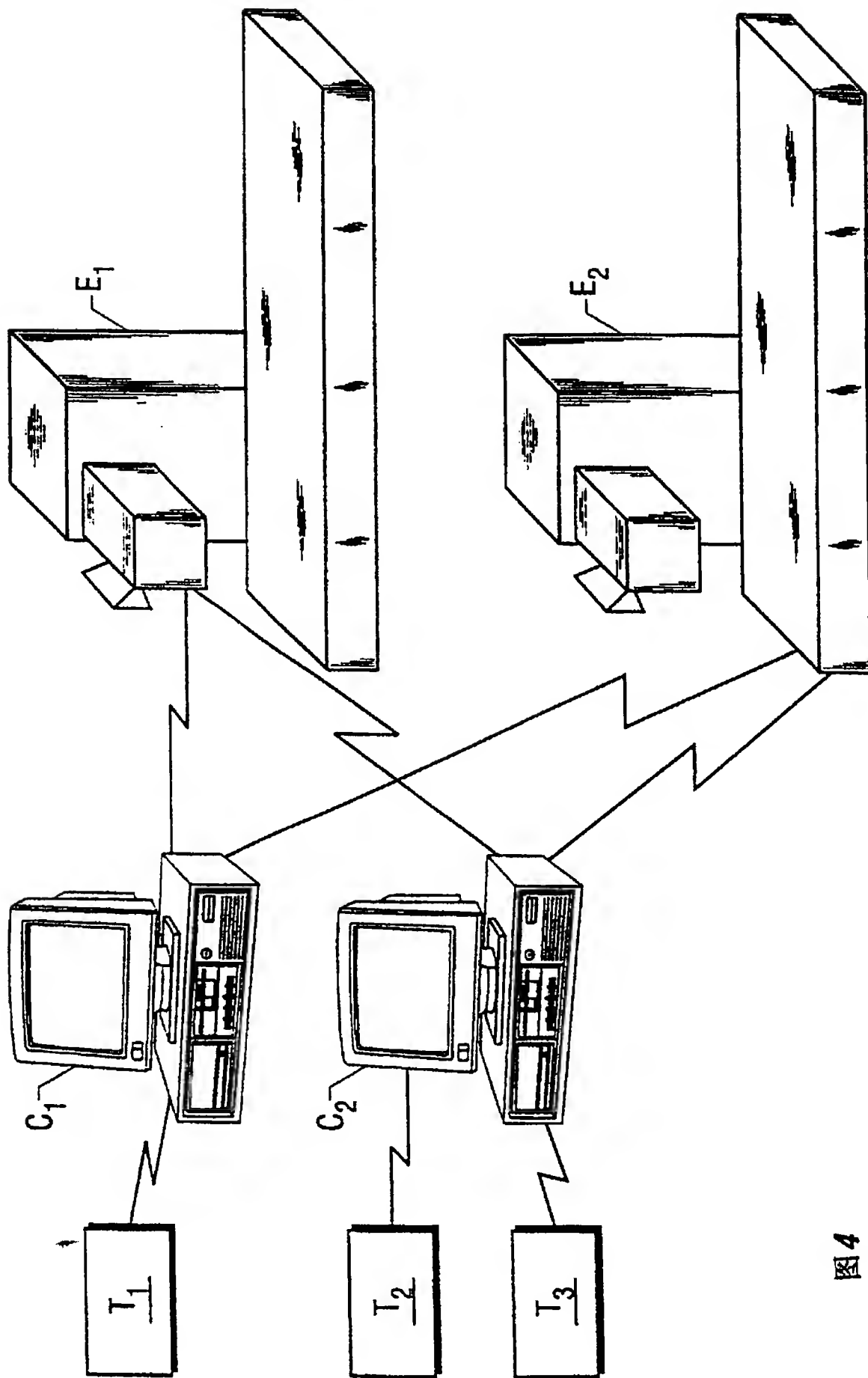


图4